

승객 안전도 해석



최형연*



고순탁**

1. 서론

전 세계적으로 사망을 포함한 인체 상해원인의 5퍼센트정도가 교통사고(traffic accident)로부터 기인하고 있다¹⁾. 이러한 재난의 대상은 가장 활발한 사회적인 활동을 보이는 젊은 층이 대다수이며, 이로 인하여 막대한 개인적 그리고 사회적 인 비용 손실을 부담하고 있는 실정이다. 따라서 교통사고로 인한 승객상해를 줄이기 위하여 차량의 생산자와 소비자 모두가 지속적인 노력을 기울이고 있다. 교통사고 시 승객 상해는 대부분 차량의 충돌로 인하여 승객이 차량내장재와 접촉하면서 발생하며 이에 대한 대책으로 안전벨트, 충격에너지 흡수 구조, 에어백 등이 개발되어 효과적으로 사용되고 있다. 충돌안전도(crash safety)에 대한 관심은 1950년대 중반 엔지니어들과 의사들이 승객의 상해와 사망원인을 분석하면서부

터 본격적으로 시작되었다. 당시 승객상해의 주된 원인은 스티어링휠 및 계기판과의 충돌이었으며 차체 밖으로의 이탈 역시 흔히 볼 수 있는 원인 중에 하나였다. 이에 대한 대책으로 스티어링휠과 컬럼을 좀 더 변형할 수 있도록 하여 운전자에게 전달되는 충격량을 줄였으며 적층 구조의 윈드실드 및 안전벨트 등이 장착되기 시작하였다.

이렇게 시작된 충돌안전도는 현재 차체의 설계 과정에서 매우 중요한 위치를 차지하고 있으며 또한 소비자의 요구에 따라 지속적으로 그 요건이 강화되고 있는 실정이다. 국내의 차량메이커는 일반적으로 미국의 NHTSA(National Highway Traffic Safety Administration)에서 제정한 차량 안전도 관련 법규인 FMVSS(Federal Motor Vehicle Safety Standard)를 따르고 있다. 이중 충돌 안전도와 관련된 법규에 따르면 설계된 차체의 안전도는 충돌 시 승객의 상해 정도에 따라 평가 받도록 되어있다. 이렇듯 차체의 충돌

* 홍익대학교 기계공학과, 교수

** 한국 ESI(주), 차장

안전도를 평가하기 위하여는 인체 모형 (human surrogates)이 필요케 되며 현재 다양한 규격의 충돌용 더미들 (Fig. 1 참조)이 개발되어 사용되고 있다²⁾. 특히 에어백과 같은 승객보호장구가 보편화되면서 충돌용 더미의 중요성은 더 한층 부각되고 있는 실정이다. 무게가 8kg 정도인 유아에서부터 100kg이 넘는 대형 성인에 이르기 까지 다양한 크기와 형태의 더미들은 또한 충돌 방향에 따라 정면, 측면용으로 구별된다. 충돌시험용 더미들은 일견 쇼윈도우에서 흔히 볼 수 있는 마네킨과 같으나 실제로는 정밀하게 설계, 제작된 계측 장치이다. 지난 수 십년 동안 생체 (live humans), 동물 그리고 사체 (cadaver) 등을 대상으로 축적된 생체 역학적인 연구 결과들이 이러한 더미 개발의 기초 자료로써 활용되었으며, 지금도 새로운 형태와 기능의 더미들이 지속적으로 개발되고 있다.

자동차 충돌용 더미는 다음과 같은 세가지 중요한 기능을 지니고 있어야 한다. 1) 인체와 유사한 부위별 특성, 변형저항 등의 생체 충실도 (Biofidelity)가 높아야 한다. 또한 2) 충돌로부터 발생하는 더미 각 부위의 하중과 가속도 등을 측정할 수 있는 계측 장치가 부착되어 있어야 하며 3) 이렇게 측정된 수치들이 상해정도를 정량적으로 나타낼 수 있어야 한다. 현존하는 자동차 충돌용 더미 (Hybrid III, SID, 등)들은 대체로 생체 충실도가 부족한 편이며 이를 극복키 위하여



Fig. 1 Crash dummy family (from FTSS)

차세대 더미 개발이 다각도로 진행 중에 있다. 정면 충돌시의 흉부 상해치를 보다 실제적으로 측정키 위하여 늑골 등의 설계를 개선한 THOR (Test device for Human Occupant Restraint) 개발은 미국의 NHTSA 주관하에 다년간 프로젝트로 추진 중에 있다³⁾. 또한 저속 후면 충돌 시 경추부의 상해 정도를 측정키 위하여 기존의 Hybrid-III 더미의 목 부위와 척추 등의 설계를 개선한 RID (Rear Impact Dummy)의 개발이 유럽의 여러 국가들간의 공동 연구로 수행되고 있다. 이렇듯 활발히 진행 중에 있는 하드웨어 더미 개발과 함께 유한요소 프로그래밍을 기초로 한 해석 모델 역시 최근의 컴퓨터와 프로그램의 지속적인 향상과 함께 지속적인 발전을 거듭하여 충돌해석에 매우 효과적으로 사용되고 있다. 본 논문에서는 현재 자동차 충돌해석에 활용되고 있는 다양한 더미 해석 모델의 모델링 내역과 그 활용예를 함께 소개하고자 한다. 또한 최근 들어 그 중요성이 부각되고 있는 해부학적 인체 모델링에 대하여도 간략히 설명토록 하겠다.

2. 유한요소 더미 모델링

현재 충돌안전도 법규 (FMVSS 기준, European 과 NCAP은 생략)와 관련된 해석들 중에서 더미 모델이 사용되고 있는 항목들은 주로 다음과 같다.

FMVSS 201 : Free Motion Headform Analysis - 정면 충돌용 Hybrid III 더미의 두부 모델을 상세히 모델링된 차체 내장재 19개 지점에 충돌시키며 HIC (Head Injury Criteria)값으로써 부프, 필라 등의 내부안전성을 평가, 설계함.

FMVSS 208 : Frontal Impact Analysis - 조향축 침입량, 에어백 전개, 무릎 보호대 등을 더미의 두부, 흉부 그리고 대퇴부에 발생하는 상해치를 기준으로 평가, 설계함.

FMVSS 214 : Side Impact Analysis - 도어 트림 패널과 충돌에너지 흡입재

등을 더미의 늑골, 요추, 그리고 골반의 상해치를 기준으로 평가, 설계함.

Fig. 2는 현재 충돌 해석에 주로 사용되어지고 있는 유한요소 더미 모델들을 보여주고 있다.

2.1 정면 충돌용 더미 : Hybrid III

Fig. 3와 4는 정면 충돌용 더미인 Hybrid III (50%)의 유한요소 모델을 내부 요소들의 설명과 함께 보여주고 있다. Table 1은 모델링 개요를 나타내고 있다.

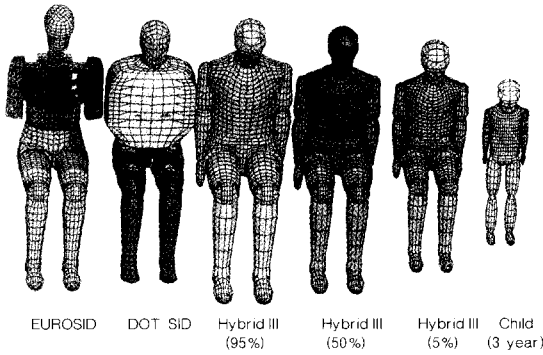


Fig. 2 Finite element crash dummy models (from ESI(주))

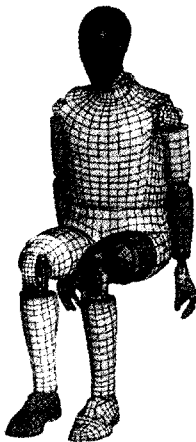


Fig. 3 Hybrid III(50%) (from FTSS)

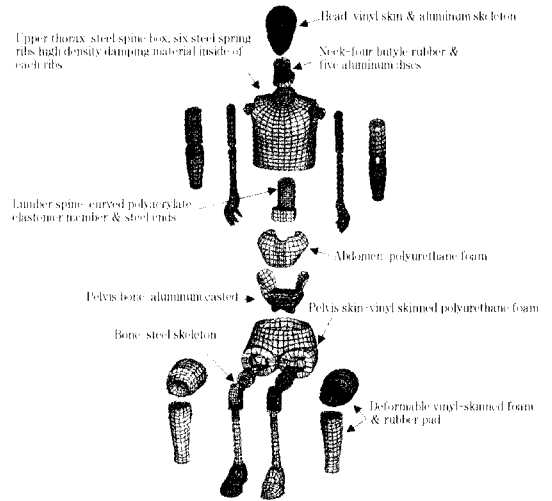


Fig. 4 Exploded view of FE Hybrid III dummy model (from FTSS)

Table 1 Summary of FE model for Hybrid III

components	number
Node	22026
Solid	10510
Shell	13695
Beam	30
Bar	179
Material	309

2.2 측면 충돌용 더미 : EUROSID

Fig. 5와 6은 측면 충돌용 더미인 EUROSID의 유한요소 모델을 내부 요소들의 설명과 함께 보여주고 있다. Table 2는 모델링 개요를 나타내고 있다.

2.3 더미 모델을 포함한 충돌 해석 사례

더미 모델을 포함한 충돌 해석에는 차체의 전반적인 충돌 성능을 설계, 평가하는 Full car 시뮬레이션과 안전벨트 또는 에어백등과 같은 보호장구만의 설계를 위한 Sled 시뮬레이션이 있다. Fig. 7은 전절에서 언급된 Hybrid III 더미가 탑

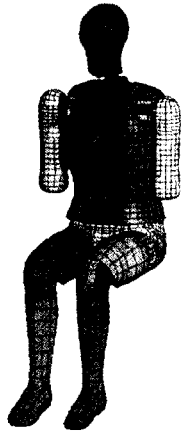


Fig. 5 EUROSID (from ESI㈜)

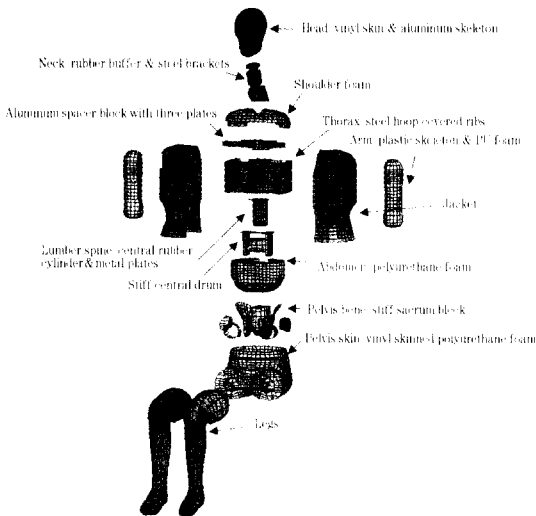


Fig. 6 Exploded view of FE EUROSID (from ESI㈜)

Table 2 Summary of FE model for EUROSID

components	number
Node	21716
Solid	12476
Shell	9327
Beam	25
Bar	200
Material	120

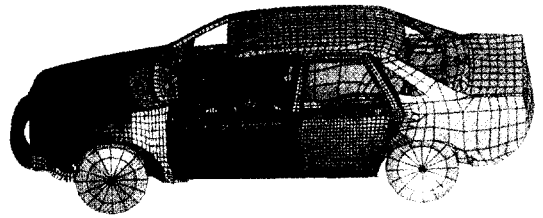


Fig. 7 FE full car with Hybrid III dummy model

재된 정면 충돌용 Full car 모델을 보여주고 있으며 해석 모델의 개요는 Table 3과 같다. 해석에 사용된 프로그램은 외연적(explicit) 시간 적분법을 사용하는 Pam-Crash™이다.

Fig. 8은 정면 충돌 시 더미의 거동을 보다 상세히 보여주고 있으며 120 ms의 종료시간(termination time)에 소요된 계산 시간은 79750초(solving machine : DEC 500au)이다.

Fig. 9는 EUROSID를 탑재한 측면 충돌용 Full car 모델을 MDB(Moving Deformable Barrier)

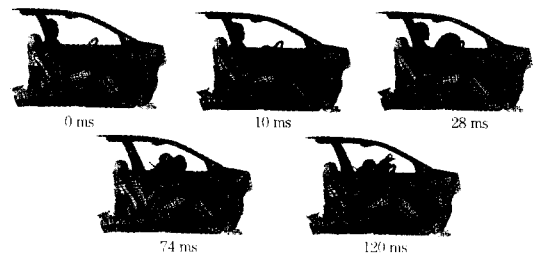


Fig. 8 Detailed sectional view of frontal impact simulation

Table 3 Summary of FE model for frontal impact simulation

components	number
Node	77667
Solid	10850
Shell	67864
Beam	159
Bar	217
Material	514

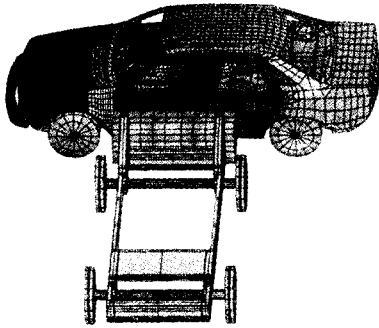


Fig. 9 FE full car with EUROSID dummy model

와 함께 보여주고 있으며 해석 모델의 개요는 Table 4와 같다.

Fig. 10은 측면 충돌 시 더미의 거동을 보다 상세히 보여주고 있으며 80 ms의 종료시간(termination time)에 소요된 계산 시간은 37430초(solving machine : Indygo R10000)이다.

Fig. 11~13은 안전벨트와 에어백 등의 설계를 위한 다양한 Sled 충돌 시뮬레이션 결과들을 보여주고 있다.

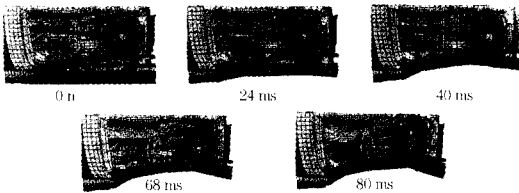


Fig. 10 Detailed sectional view of side impact simulation

Table 4 Summary of FE model for side impact simulation

components	number
Node	79351
Solid	17750
Shell	58001
Beam	188
Bar	200
Material	300

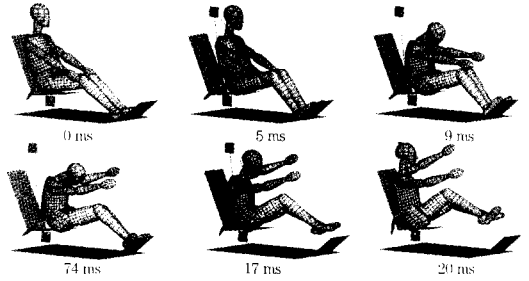


Fig. 11 Frontal sled impact simulation with seat belt

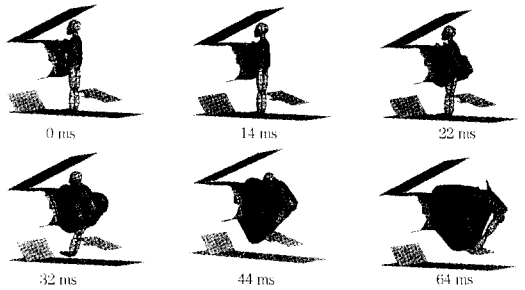


Fig. 12 Passenger side airbag deployment simulation with child dummy (T3)

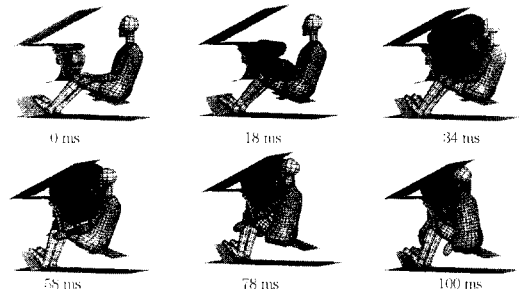


Fig. 13 Passenger side airbag deployment simulation with Hybrid III dummy

3. 해부학적 유한요소 인체 모델링

주로 부위별로 진행중인 해부학적 인체 모델 개발은 인체의 형상과 변형거동을 수치적으로 근사하게 반영할 수 있을 뿐더러 하드웨어 더미와는 달리 골절이나 연질조직의 파단과 같은 보다

실제적인 상해를 정성적으로 예측 가능케 한다. 현재 인체 해석 모델 개발에 있어 가장 커다란 장애요소는 모델검증을 위한 사체 및 자원자들의 생체 실험 결과가 충분치 않다는 것이다. 이는 인체를 대상으로 하는 실험 자체가 사회적 그리고 기술적으로 많은 어려움을 동반하기 때문이다. 그럼에도 불구하고 최근의 추세는 컴퓨터 모사 실험용 해부학적 인체 모델을 적극적으로 도입하는데 있다. 이는 하드웨어 더미를 사용할 경우 생체 충실도를 높이는 데 많은 시간과 비용이 필요하며 또한 골절이나 연질 조직 등의 일반적인 상해를 표현치 못하는 한계가 있기 때문이다. 따라서 충돌 상해의 기구학적 고찰과 그 한계를 확립하기 위하여 기계적 더미를 대체할 해부학적 인체 모델의 필요성이 대두되고 있는 것이다.

인체는 내부 장기와 골격(skeleton) 그리고 근육 및 인대 등의 연질조직 등으로 이루어져 있다. 충돌하중이 가해질 때 대부분의 하중은 골격이 지지하나 목 부위처럼 직접적인 접촉하중을 받지 않는 경우에는 근육과 인대 등의 연질조직 등이 보다 중요한 역할을 한다. 본 논문에서는 저자들이 현재 개발중인 인체모델(H-Dummy™, Fig. 14 참조)과 그 중 경추(cervical spine) 및 하지(lower extremity) 모델에 대하여 개략적으로 설명하도록 하겠다.

H-Dummy™ 모델은 외과 형상을 띠고 있는 Skin



Fig. 14 H-Dummy™

모델과 골격 및 연질조직 등의 내부 요소 모델들로 구성되어있다. Skin 모델의 경우 20개의 강체 분절과 그들을 연결하는 다양한 종류의 관절(joint)들로 이루어져 있다. 각 분절에는 질량, 질량중심위치, 그리고 관성 모멘트 등의 동적 특성이 인체측정(anthropometry) 데이터^{4~6)}를 기초로 합체되어 있다. 이러한 Skin 모델과는 별도로 목, 흉부, 골반 등과 같은 주요 내부 요소들은 보다 상세한 기하학적 형상을 바탕으로 모델링 되었으며 필요에 따라 선택적으로 Skin 모델에 삽입되어 사용된다. 결국 Skin 모델의 경우 충돌 시 승객의 전체적인 거동을 파악하는데 독자적으로 사용가능하나, 인체 각 부위의 골절이나 연질조직 파단과 같은 상해의 기구학적 고찰 및 평가를 위하여 해당 내부 요소(들)이 필요하게 된다. 해부학적 유한요소 인체 모델의 또 다른 특징으로는 무지향성에 있으며, 이로 인하여 특정한 충돌 방향에 따라 설계, 제작된 기계적 더미 모델들에 반하여 H-dummy™는 모든 충돌 방향에 대하여 공통적으로 사용될 수 있을 것이다.

3.1 Skin 모델 : Articulated rigid skin with flexible joints model

3.1.1 Morphology

전절에서 언급된 Skin 모델은 Fig. 15(a, b)에서 보여 주고 있는 평균 크기의 성인 남성(점토 모델)⁴⁾에 근거하고 있으며 Fig. 15(c)는 IGES 형식의 3차원 CAD drawing⁵⁾이다.

3.1.2 질량 및 관성 모멘트

Skin 모델의 전체 질량은 76.56kg이며, 이를 구성하고 있는 20개의 강체 분절들에 대한 질량과 관성 모멘트는 Table 5와 같다.

3.1.3 관절 특성

Skin 모델의 두부-경부(occipital condyle) 및 경부-흉부 경계, 어깨, 팔, 무릎 그리고 힙 등의 관절모델링에는 Spherical joint 요소가 사용되었다. 흉추-요추 및 요추-골반 경계에는 Flexion-torsion joint 요소가 적용되었으며, 두번째 경추 마디

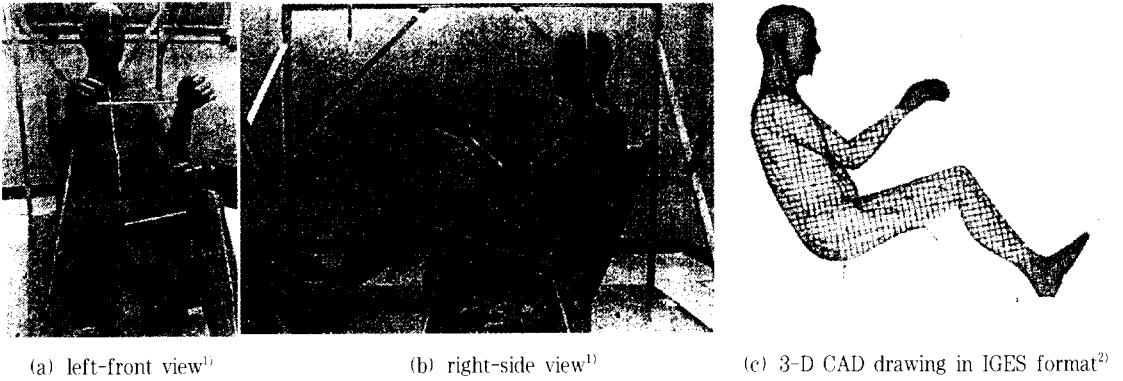


Fig. 15 Mid-sized male

Table 5 Mass and moments of inertia for sub-segments of Skin model^(4), 6)

Segment	Mass (kg)	Moments of inertia		
		Ixx	Iyy	Izz
Head	4.137	0.020	0.022	0.0145
C1	0.22	0.00022	0.00022	0.00042
C2	0.25	0.00025	0.00025	0.00048
C3	0.24	0.00024	0.00024	0.00046
C4	0.23	0.00023	0.00023	0.00044
C5	0.23	0.00023	0.00023	0.00045
C6	0.24	0.00024	0.00024	0.00047
Thorax	23.763	0.457	0.322	0.302
Abdomen	2.365	0.017	0.011	0.025
Pelvis	11.414	0.102	0.094	0.118
Left Upper Arm	1.769	0.011	0.012	0.002
Right Upper Arm	1.769	0.011	0.012	0.002
Left Lower Arm with Hand	2.022	0.031	0.031	0.002
Right Lower Arm with Hand	2.022	0.031	0.031	0.002
Left Upper Leg	8.614	0.123	0.130	0.0367
Right Upper Leg	8.614	0.123	0.130	0.0367
Left Lower Leg	3.587	0.052	0.053	0.006
Right Lower Leg	3.587	0.052	0.053	0.006
Left Foot	0.981	0.001	0.004	0.004
Right Foot	0.981	0.001	0.004	0.004
TOTAL	76.562			

Remark : The mass and inertia properties of C7 (7th cervical vertebrae) are modeled to be merged into the those of T1 (first thorax vertebrae)

(C2)부터 일곱번째 경추 마디(C7) 사이에는 비선형 6자유도 Spring/dashpot 요소가 각각 사용되었다. 각 joint 요소의 모멘트-각도 및 Damping 계수 등의 기계적 특성은 사체 및 지원자 실험 등^{4), 6), 7)}을 통하여 측정된 값들이 사용되었다.

3.2 내부요소 모델

충격하중으로 인한 상해 정도를 평가하기 위하여는 별도로 내부 요소들이 모델링되어 선택적으로 Skin 모델에 삽입되어 진다. 경추부, 흉부, 힙, 무릎 등의 내부 요소모델들은 해부학적 인체의 기계적 거동을 묘사하기 위하여 골격과 인대 그리고 근육등으로 이루어져 있으며 본 논문에서는 경추 모델과 하지 모델에 대하여 간단한 시뮬레이션 결과와 함께 개략적인 설명을 하고자 한다.

3.2.1 경추 모델

Fig. 16에서 보여주고 있는 경추 모델은 추골(vertebrae), 추간판(Discs), 인대, 그리고 근육등으로 구성되어있다. 추골과 연결조직의 기하학적 형상은 각각 Viewpoint Datalab™과 해부학도감^{11)~13)}으로부터 구하였으며, 기계적 물성치는 실험적으로 측정된 결과들을 보고된 문헌^{6), 7)}으로부터 채택, 적용하였다. 이렇게 만들어진 유한요소 모델의 검증을 위하여 두 단계의 검증을 수행하였으며 이는 1) 인접한 추골들간의 상대적인 거동(*In-vitro*)^{6), 8)~10)} 2) 충격하중으로 인한

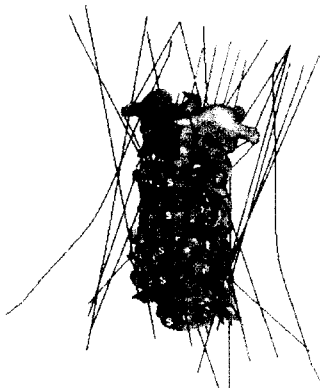


Fig. 16 CS model for H-Dummy™

경추의 전체적인 거동(*In-vivo*)^{6), 7)}들이다.

Fig. 17 과 18은 H-Dummy™을 이용한 저속 후면 충돌의 시뮬레이션 결과를 보여주고 있다. 실험¹⁴⁾으로부터 측정된 승객의 전반적인 거동과 해석결과는 매우 유사함을 볼 수 있었다. 따라서 이러한 유한요소 인체 모델은 보다 객관적인 관점에서 생체역학에 근거한 시트설계에 사용될 수 있을 것이다.

3.2.2 하지 모델 : Knee-Thigh-Hip Complex

Fig. 19는 H-dummy™의 하지(lower extremity) 모델을 보여주고 있다. 하지 모델은 골격과 인대 그리고 살(flesh) 등으로 이루어져 있어 충격하중으로 인한 골절뿐 아니라 무릎관절과 고관절(hip joint)의 탈구 현상 등을 예측 가능케 한다.

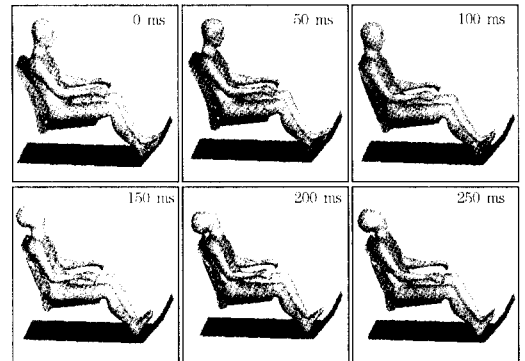
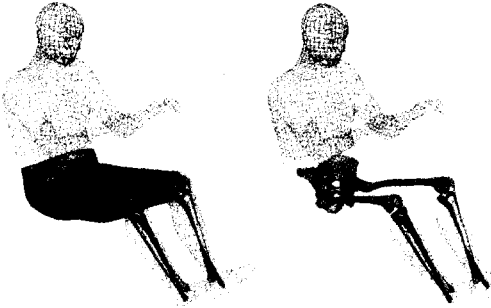


Fig. 17 Simulation of whole body motions due to the rear-end impact



Fig. 18 Simulation of cervical spine motions due to the rear-end impact



(a) with flesh (b) without flesh

Fig. 19 Lower extremity of H-Dummy™

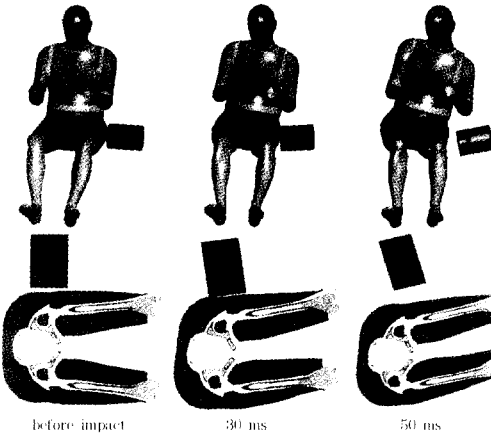


Fig. 20 Simulation of H-Dummy™ with lower extremity due to the side pendulum impact

Fig. 20은 측면 Pendulum 충격으로 인한 H-dummy™의 전체적인 거동을 단면과 함께 보여 주고 있다.

참 고 문 헌

1. Per Lövsund, "Impact biomechanics and its importance to reduce health losses and costs from road accidents" Annual report school of Technology Management & Economics, Chalmers Univ. of Techn., 1996, pp.55-68
2. <http://www-FTSS.com>

3. <http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/nrd10/nrd12/thor/revintro.htm>
4. Robbin, D. H., 1983. "Anthropometry of Motor Vehicle Occupants" Vol 2. Mid-sized Male.
5. http://www-nrd.nhtsa.dot.gov/ftp/nrd10/nrd11/iges/Ford_50%.iges.gz
6. Marko de Jager, "Mathematical Head-Neck Models for Acceleration Impacts", Ph.D. thesis, University of Technology, 1996
7. White III, A. A., Manohar M. Panjabi, Clinical Biomechanics of the Spine, *Journal of Biomechanics*, LIPPINCOTT COMPANY, 2nd Edition
8. Thunnissen, J., J. Wismans, C. L. Ewing, D. J. Thomas, "Human Volunteer Head-Neck Response in Frontal Flexion : A New Analysis" SAE Paper 952721
9. Marco de Jager and A. Sauren, J. Thunnissen, J. Wismans, "A Three-Dimensional Head-Neck Model : Validation for Frontal and Lateral Impacts" SAE Paper 942211
10. Foreman, S. M., Arthur C. Croft, Whiplash Injuries : The cervical Acceleration/ Deceleration Syndrome, 2nd Edition
11. [Http://www.viewpoint.com/datashop/premier/index2.html](http://www.viewpoint.com/datashop/premier/index2.html)
12. Clemente, C. D., Gray's Anatomy, LEA & FEBIGER, 30th American Edition, 1985
13. Clemente, C. D., Anatomy (A Regional Atlas of the Human Body), Baltimore Munich, Urban & Schwazenberg, 2nd Edition, 1981
14. Koshiro Ono, Koji Kaneoka, et. al., "Cervical Injury Mechanism Based on the Analysis of Human Cervical Vertebral Motion and head-Neck-Torso Kinematics During Low Speed Rear Impacts", SAE Paper 973340 